

PULSE WAVE DIAGNOSTIC SYSTEM

Publication number: JP7136139

Publication date: 1995-05-30

Inventor: AMANO KAZUHIKO; KODAMA KAZUO; ISHIYAMA HITOSHI

Applicant: SEIKO EPSON CORP

Classification:

- international: **A61B5/0245; A61B5/024; (IPC1-7): A61B5/0245**

- european:

Application number: JP19930291052 19931119

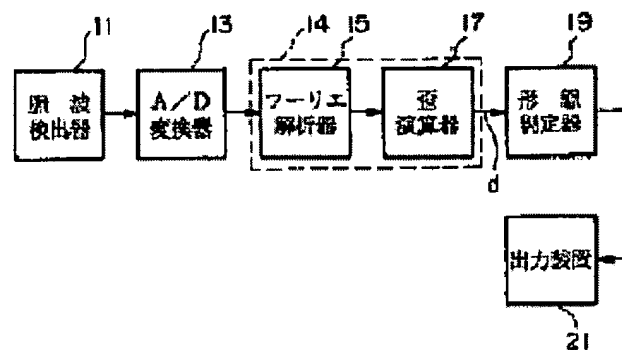
Priority number(s): JP19930291052 19931119

Report a data error here

Abstract of JP7136139

PURPOSE: To facilitate highly accurate sphygmopalpation by arranging a pulse wave detection means to detect pulse waves, a distortion calculating means to calculate a distortion from the pulse wave detected and a judging means to judge the pattern of the pulse wave from the distortion calculated.

CONSTITUTION: A pulse wave detector 11 corrects a radial artery pulse wave form by a blood pressure and outputs a pulse wave as analog electrical signal. Then, an A/D converter 13 converts the analog electrical signal from the pulse wave detector 11 into a digital signal. Then, a Fourier analyzer 15 of a distortion calculator performs a Fourier analysis of the digital signal from the A/D converter 13 and outputs the amplitude of a fundamental wave and the amplitude of a higher harmonic. Subsequently, a distortion computing device 17 calculates a distortion based on the amplitude from the Fourier analyzer 15. Then, a pattern judging device 19 judges the pattern of the pulse wave based on the distortion from the distortion calculator 14. Moreover, an output device 21 displays the results of the pattern judging device 19 to be printed out. This constitution facilitates highly accurate diagnosis of pulse waves.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平7-136139

(43)公開日 平成7年(1995)5月30日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 5/0245		7638-4C	A 6 1 B 5/ 02	3 1 0 Z

審査請求 未請求 請求項の数3 O L (全 7 頁)

(21)出願番号 特願平5-291052

(22)出願日 平成5年(1993)11月19日

(71)出願人 000002369

セイコーエプソン株式会社

東京都新宿区西新宿2丁目4番1号

(72)発明者 天野 和彦

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72)発明者 児玉 和夫

神奈川県横浜市緑区あざみ野3-31-43

(72)発明者 石山 仁

茨城県取手市取手3-3-18

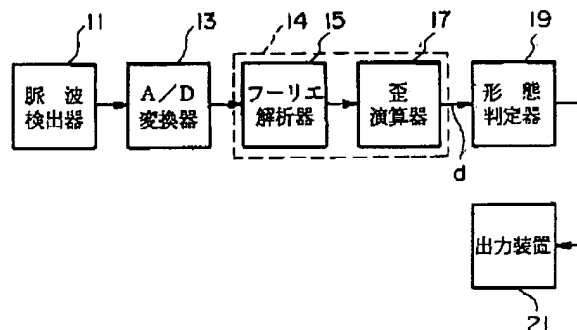
(74)代理人 弁理士 志賀 正武 (外2名)

(54)【発明の名称】 脈波診断装置

(57)【要約】

【目的】高精度な脈診を容易に行うことができる脈波診断装置を提供すること。

【構成】脈波を検出する脈波検出手段と、脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段とを具備したことを特徴とする。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、前記歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段とを具備したことを特徴とする脈波診断装置。

【請求項2】 脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、前記歪算出手段により算出された歪から循環動態に関するパラメータを求める動態パラメータ算出手段とを具備したことを特徴とする脈波診断装置。

【請求項3】 脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、前記歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段と、前記歪算出手段により算出された歪から循環動態に関するパラメータを求める動態パラメータ算出手段と、前記判定手段により求められた脈波の形態と前記動態パラメータ算出手段により求められた動態パラメータとの双方から診断を行う診断手段とを具備したことを特徴とする脈波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、脈波による診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】従来より、中国医学においては、とう骨動脈に沿って被験者の腕の三箇所（寸、関、尺）に診断者の指を押し当て、これによって脈診を行う方法（寸口法）が知られている。また、特公昭57-52054号公報には、圧電素子を用いて、寸口法による診断を自動的に行う脈診器が開示されている。

【0003】一方、インドにおいては、古来よりアーユルヴェーダと称する伝承医学が知られている。その概要を図16（a）、（b）を参照して説明する。まず、診察者は被験者の腕のとう骨動脈に沿う部分に自らの指を軽く押し当てる。ここで、診断箇所は図16（a）に示す三点であり、それぞれヴァータ（V）、ピッタ（P）およびカパ（K）と称し、中国医学で言う寸、関および尺と近似している。即ち、診察者は、図16（a）において、ヴァータ（V）に第二指、ピッタ（P）に第三指、カパ（K）に第四指を押し当てる。

【0004】次に、診察者は、図16（b）に示すように一本の指当たり「4」のポイント1～4において、被験者の脈の性状や強さを診断し、病状を判定する。従って、三本の指について、診断ポイントは合計「12」箇所になる。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】ところで、寸口法による脈診は、修得に際して特殊な素質が求められることがなく、また、上記特公昭57-52054号公報に示さ

れているように脈診用のセンサも比較的簡単に構成することが可能である。しかし、この公報に記載の技術によって可能な診察は、単にセンサを加圧して徐々に減圧する過程における三点の脈波を検出する程度であり、得られるデータ数が少なく、高精度な診断が困難であるという問題がある。

【0006】一方、アーユルヴェーダによる脈診においては、多数のデータが得られるために一層正確な診断を行うことができるものと考えられる。しかし、アーユルヴェーダによる脈診を行うことができる者は、指先における感覚がきわめて鋭敏な者に限られ、数千人に一人とも数万人に一人とも言われている素質が必要である。さらに、かかる鋭敏な感覚を有する者においても、長年の修練を積み重ねなければ正確な診断を行うことはできない。本発明は上述した事情に鑑みてなされたものであり、高精度な脈診を容易に行うことができる脈波診断装置を提供することを目的としている。

【0007】

【課題を解決するための手段】上記課題を解決するために、請求項1の発明は、脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、前記歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段とを具備したことを特徴とする。また、請求項2の発明は、脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、前記歪算出手段により算出された歪から循環動態に関するパラメータを求める動態パラメータ算出手段とを具備したことを特徴とする。

【0008】さらに、請求項3の発明は、脈波を検出する脈波検出手段と、前記脈波検出手段により検出された脈波から歪を算出する歪算出手段と、前記歪算出手段により算出された歪から脈波の形態を判定する判定手段と、前記歪算出手段により算出された歪から循環動態に関するパラメータを求める動態パラメータ算出手段と、前記判定手段により求められた脈波の形態と前記動態パラメータ算出手段により求められた動態パラメータとの双方から診断を行う診断手段とを具備したことを特徴とする。

【0009】

【作用】請求項1の発明は、脈波を検出し、検出された脈波から、脈波の歪を求める。この歪から、脈波の形態を求め、診断を行う。請求項2の発明にあっては、脈波の歪から動態パラメータを求めて、これにより診断を行う。さらに、請求項3の発明にあっては、歪から、脈波の形態と動態パラメータを求め、これらの双方から診断を行う。

【0010】

【実施例】

A. 歪と脈波の形態、動態パラメータとの関係

本発明を実施した脈波診断装置について具体的な説明をする前に、歪と脈波の形態、動態パラメータとの関係について、発明者によって得られた知見について、図を参照しながら説明する。

【0011】以下の実施例において、歪 d を下記のように定める。脈波をフーリエ解析したときに得られる基本波の振幅を A_1 、第2高調波の振幅を A_2 、 \dots 、第 n 高調波の振幅を A_n とする。この場合、歪 d は $d = \sqrt{(A_2^2 + A_3^2 + \dots + A_n^2)} / A_1$ である。

【0012】脈波の形態としては、平脈、滑脈、弦脈の他に、多くの脈波がある。図5は、脈波のうち代表的な平脈、滑脈、弦脈の代表的な脈波形を示す。平脈は、「平人」すなわち正常な健康人の脈象であり、波形例を図5(A)に示す。この波形例は34才男性の脈波である。平脈はゆったりとして緩和であり、リズムが一定で乱れが少ないことが特徴である。滑脈は血流状態の異常に原因するもので、痰飲、食滯、実熱などの病気で脈の往来が非常に流利、円滑になって生じる。滑脈の代表的波形を図5(B)に示す。この波形例は28才男性の脈波である。滑脈の波形は急に立ち上がってのちすぐに下降し、大動脈切痕が深く切れ込むと同時にその後の弛期峰が通常よりもかなり高いのが特徴である。

【0013】弦脈は血管壁の緊張度の上昇に原因するもので、肝胆病、諸痛、痰飲などの病気で現れる。これは、自律神経系の緊張で血管壁が緊張し、弾力性が減少し、拍出された血液の拍動の影響があらわれにくくなったことに原因すると考えられる。代表的波形例を図5(C)に示す。この波形例は36才男性の脈波である。弦脈の波形は急激に立ち上がってすぐに下降せず高圧の状態が一定時間持続するのが特徴である。なお、図5のグラフで、縦軸は血圧BP (mmHg)で、横軸は時間(秒)である。

【0014】図6に、前記した歪と平脈、滑脈、弦脈との関係を示す。前記した脈波の形状から大略の見当は予測できるが、更に詳細には図4のようになる。図6は平脈35例、滑脈21例、弦脈22例について解析した結果である。図6において、平脈は歪が0.907を中心とし、上下に0.053程度の偏差がある。滑脈は歪が平脈の歪より大きく、1.013を中心とし、上下に0.148の偏差がある。弦脈の歪は三者のうち最も小さく、平均が0.734で上下に0.064程度の偏差がある。また、平脈、滑脈および弦脈の歪の大小関係を t 検定で検定した結果、危険率が0.05以下で有意差が認められている。

【0015】循環動態に関する動態パラメータ(血液の循環の動的状態に関するパラメータ)として、中枢部血管抵抗 R_c 、末梢部血管抵抗 R_p 、血液の慣性 L 、血管壁のコンプライアンス C を定義する。中枢部血管抵抗 R_c は動脈中枢部における血管内を血液が流れるときの抵抗で、 $[dyn \cdot s / cm^5]$ で表す。末梢部血管抵抗

R_p は動脈末梢部における血管内を血液が流れるときの抵抗で、 $[dyn \cdot s / cm^5]$ で表す。慣性 L は動脈中枢部における血液の慣性で、 $[dyn \cdot s^2 / cm^5]$ で表す。コンプライアンス C は動脈中枢部における血管壁の可撓性を表す量で、 $[cm^5 / dyn]$ で表す。これらの動態パラメータ R_p 、 R_c 、 L 、 C は四要素集中定数モデル、例えば、特許出願 平5-1431号に記載されているモデルにおけるパラメータと同様なものである。

【0016】図7から図10に歪 d と動態パラメータの関係について示す。これらの関係は120例について求めたものである。図7は中枢部血管抵抗 R_c と歪 d の関係を示す。両者の関係式を求めると、 $R_c = 58.68d^{**}(-0.394)$ で表され、相関 r は $r = -0.807$ である。なお、記号「 $**$ 」はべき乗を示す。図8は末梢部血管抵抗 R_p と歪 d の関係を示す。両者の関係式を求めると、 $R_p = 2321.3 \exp(-0.615d)$ で表され、相関 r は $r = -0.418$ である。図9は慣性 L と歪 d の関係を示す。両者の関係式を求めると、 $L = 162.8 \exp(-2.585d)$ で表され、相関 r は $r = -0.774$ である。図10はコンプライアンス C と歪 d の関係を示す。両者の関係式を求めると、 $C = (-1.607 + 3.342d) \times 10^{-4}$ で表され、相関 r は $r = 0.764$ である。

【0017】図11から図14に各動態パラメータと滑脈、平脈、弦脈の3脈との関係を示す。図11は中枢部血管抵抗 R_c と3脈の関係を示す。滑脈の血管抵抗が最も小さく($47.048 \pm 18.170 dyn \cdot s / cm^5$ 、以下同じ)、次に、平脈の血管抵抗が小さく(92.037 ± 36.494)、弦脈の血管抵抗が最も大きい(226.093 ± 61.135)。図12は末梢部血管抵抗 R_p と3脈の関係を示す。滑脈の血管抵抗が最も小さく($1182.1 \pm 176.7 dyn \cdot s / cm^5$ 、以下同じ)、次に、平脈の血管抵抗が小さく(1386.5 ± 228.3)、弦脈の血管抵抗が最も大きい(1583.0 ± 251.0)。

【0018】図13は血液の慣性 L と3脈の関係を示す。滑脈の慣性が最も小さく($10.337 \pm 2.609 dyn \cdot s^2 / cm^5$ 、以下同じ)、次に、平脈の慣性が小さく(16.414 ± 4.604)、弦脈の慣性が最も大きい(27.550 ± 5.393)。図14はコンプライアンス C と3脈の関係を示す。滑脈のコンプライアンスが最も大きく($2.030 \pm 0.554 \times 10^{-4} cm^5 / dyn$ 、以下同じ)、次に、平脈のコンプライアンスが大きく(1.387 ± 0.311)、弦脈のコンプライアンスが最も小さい(0.819 ± 0.207)。コンプライアンスについてのみ大小関係の順序が逆になっているが、コンプライアンスの逆数をとれば大小関係は全ての動態パラメータについて同一順序となる。また、前記した動態パラメータと3脈の大小関係に

については、t検定で、危険率が0.05以下で有意差が認められている。

【0019】なお、歪の定義として、 $(A_2 + A_3 + \dots + A_n) / A_1$ 等を用いてもよいし、更に別の形で定義しても同様の結果が得られる。例えば、図15に示す方法によっても歪dを求めることができる。即ち、脈波をローパスフィルタ51、ハイパスフィルタ54に入力して、低周波信号成分v1と高周波成分v2を出力させる。前記各出力信号v1、v2を整流回路52、55で整流し、さらに平滑回路53、56で平滑して直流信号w1、w2を得る。前記直流信号w1、w2を割算回路57で割算して、歪 $d = w_2 / w_1$ を得る。

【0020】また、動態パラメータも前記したものに限らず、他の同様なモデルを想定しても同様な結果が得られる。特に、動態パラメータを求める数式は上記したものに限らず、他の実験式を採用してもよい。

【0021】B. 第1実施例

本発明の第1実施例を図1に示す。図1において、11は脈波検出器で、図2に検出方法について示す。図2において、S1は手首に装着された圧力センサで、とう骨動脈波形を検出する。S2は上腕部に装着されたカフ帯で、血圧を検出する。脈波検出装置11はとう骨動脈波形を血圧によって校正し、脈波をアナログ電気信号として出力する。13は脈波検出器11から出力されたアナログ電気信号をデジタル信号に変換するA/D変換器である。14は歪算出器で、フーリエ解析器15と歪演算器17から構成されている。フーリエ解析器15はマイコン等で構成されており、フーリエ解析用のプログラムはROM等のメモリに格納されている。また、フーリエ解析器15はA/D変換器13から出力されるデジタル信号をフーリエ解析し、基本波の振幅A1、第2高調波の振幅A2、・・・、第n高調波の振幅Anを出力する。nは高調波の振幅の大きさを考慮して適宜定める。

【0022】歪演算器17は、フーリエ解析器15から出力される振幅A1、A2、・・・、Anに基づいて歪dを算出する。歪dは、 $d = \sqrt{(A_2^2 + A_3^2 + \dots + A_n^2) / A_1^2}$ から求める。19は形態判定器で、歪算出器14から算出される歪dに基づいて形態の判定を行う。形態の判定は、例えば、 $1.161 > d > 0.960$ ならば滑脈と判定し、 $0.960 > d > 0.854$ なら平脈、 $0.798 > d > 0.670$ なら弦脈と判定する。形態判定器19は前記判定結果又は判定不能を出力する。21は出力装置で形態判定器19の出力結果を表示及び印字出力を行う。

【0023】C. 第2実施例

第2実施例を図3に示す。図3において、第1実施例(図1)で説明したと同じ構成部分については同一の番号を付して、説明を省略する。23は動態パラメータ算出器で、歪算出器14から算出される歪dに基づいて中枢部血管抵抗Rc、末梢部血管抵抗Rp、血液の慣性L

および血管壁のコンプライアンスCを算出する。動態パラメータ算出器21の上記パラメータ算出は以下の関係式によって行う。即ち、中枢部血管抵抗Rcは $R_c = 58.68d^{**}(-0.394)$ から算出し、末梢部血管抵抗Rpは $R_p = 2321.3 \exp(-0.615d)$ から算出し、慣性Lは $L = 162.8 \exp(-2.585d)$ から算出し、コンプライアンスCは $C = (-1.607 + 3.342d) \times 10^{-4}$ から算出する。なお、各パラメータ値の単位は前記した通りである。

【0024】動態パラメータ算出器23は、また、前記動態パラメータに基づいて脈波の判別を行う。例えば、中枢部血管抵抗Rcが28.878~65.218で、末梢部血管抵抗Rpが1005.4~1358.5で、血液の慣性Lが7.647~12.994で、かつ、血管壁のコンプライアンスCが $(1.476 \sim 2.584) \times 10^{-4}$ の場合は滑脈と判定し、中枢部血管抵抗Rcが55.543~128.531で、末梢部血管抵抗Rpが1158.2~1614.8で、血液の慣性Lが11.810~21.018で、かつ、血管壁のコンプライアンスCが $(1.076 \sim 1.698) \times 10^{-4}$ の場合は滑脈と判定し、中枢部血管抵抗Rcが164.958~287.228で、末梢部血管抵抗Rpが1332.0~1834.0で、血液の慣性Lが22.157~32.943で、かつ、血管壁のコンプライアンスCが $(0.612 \sim 1.026) \times 10^{-4}$ の場合は滑脈と判定する。21は出力装置で、動態パラメータ算出器23は動態パラメータの値と判定結果を出力する。

【0025】D. 第3実施例

第3実施例を図4に示す。図4において、第1実施例(図1)及び第2実施例(図3)で説明したと同じ構成部分については同一の番号を付して、説明を省略する。25は総合判定器で、前記形態判定器19の判定結果と、動態パラメータ算出器21の動態パラメータの算出結果に基づく判定結果を総合的に判断し、脈波の診断を行う。総合判定器25は、例えば、形態判定器19の判定結果と、動態パラメータ算出器21の動態パラメータと判定結果をテーブルとしてメモリに格納しておいて、そのテーブルを参照するようにしてもよい。また、診断結果として、前記3脈波のいずれかを出力してもよいし、或いはその脈波に属する病名を出力するようにしてもよい。出力装置21は、形態判定器19の判定結果、動態パラメータ算出器21の算出結果、総合判定器25の判定結果等を印刷、表示する。これによって、医師等のこの装置の使用者は、被験者の脈波又は脈波に関するデータを知ることができる。

【0026】以上、説明したように、これらの実施例による脈波診断装置を使用すれば、高精度の脈診をを容易に行うことができる。また、その基礎となるデータも表示させれば、判断結果についての妥当性、更に詳細な診

断結果についての推測が可能となる。

【0027】なお、この発明は、上述の実施例に限定されることなくこの発明の思想を逸脱しない範囲で適宜変形して実施することができる。例えば、歪は前記した定義に限られるものではない。歪の定義として、前記したように別の形で定義してもよい。また、動態パラメータも前記したものに限られず、適宜変更してもよい。

【0028】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、高精度の脈波診断が容易に行えるという効果がある。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1実施例の構成を示す図である。

【図2】脈波検出の方法を説明する図である。

【図3】第2実施例の構成を示す図である。

【図4】第3実施例の構成を示す図である。

【図5】脈波の代表的波形を示す図である。(A)は平脈波、(B)は滑脈波、(C)は弦脈波の波形を示す。

【図6】歪 d と3脈波の関係を示す図である。

【図7】中枢部血管抵抗 R_c と歪 d の関係を示す図である。

【図8】末梢部血管抵抗 R_p と歪 d の関係を示す図であ

る。

【図9】血液の慣性 L と歪 d の関係を示す図である。

【図10】コンプライアンス C と歪 d の関係を示す図である。

【図11】中枢部血管抵抗 R_c と3脈波の関係を示す図である。

【図12】末梢部血管抵抗 R_p と3脈波の関係を示す図である。

【図13】血液の慣性 L と3脈波の関係を示す図である。

【図14】コンプライアンス C と3脈波の関係を示す図である。

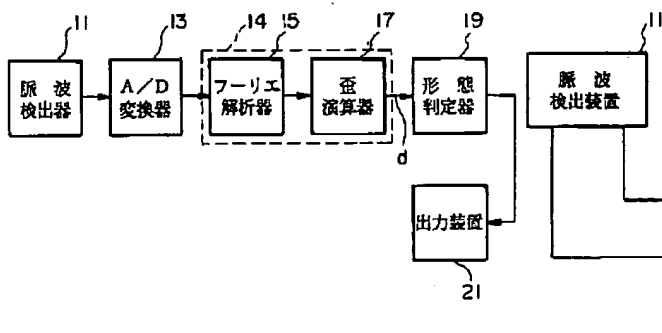
【図15】歪算出手段の他の方法を示す図である。

【図16】アーユルヴェーダ法(従来例)を説明する図である。

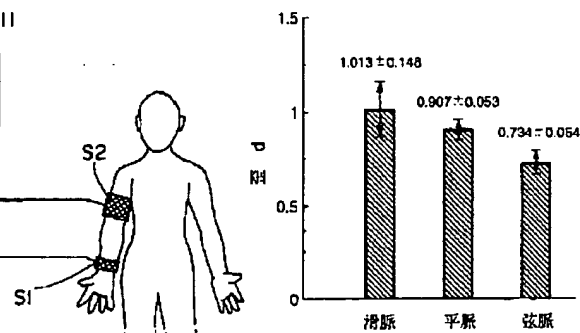
【符号の説明】

- | | |
|-----------------|-------------|
| 11・・・脈波検出器 | 13・・・A/D変換器 |
| 15・・・フーリエ解析器 | 17・・・歪算出器 |
| 19・・・形態判定器 | 21・・・出力装置 |
| 23・・・動態パラメータ算出器 | |
| 25・・・総合判定器 | |

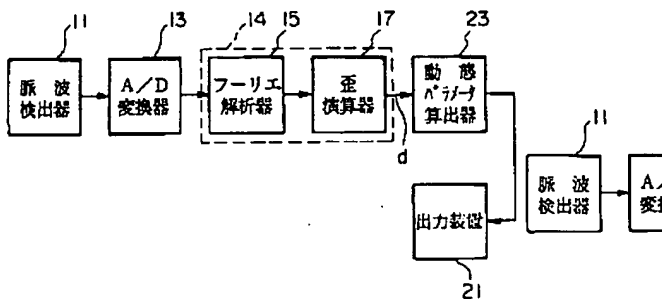
【図1】



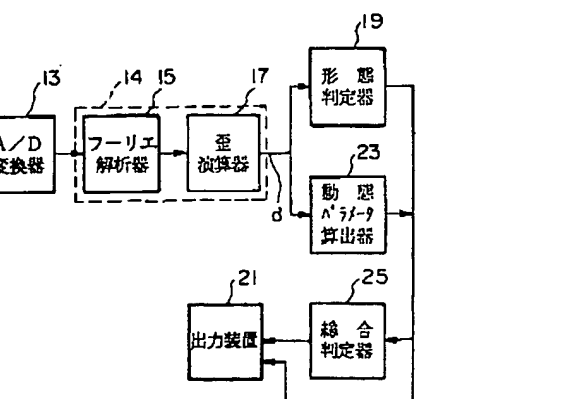
【図2】



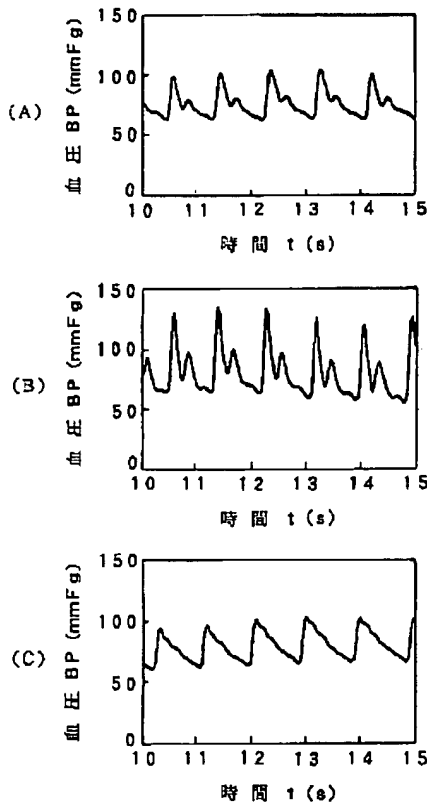
【図3】



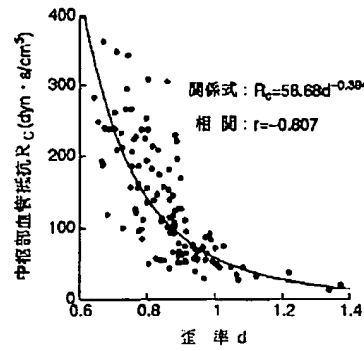
【図4】



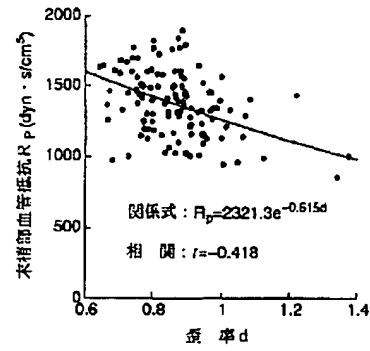
【図5】



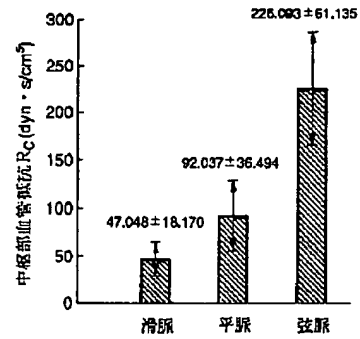
【図7】



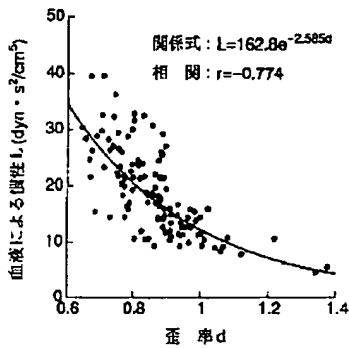
【図8】



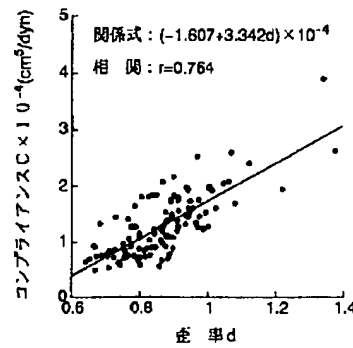
【図11】



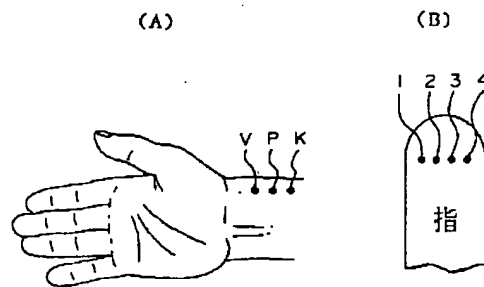
【図9】



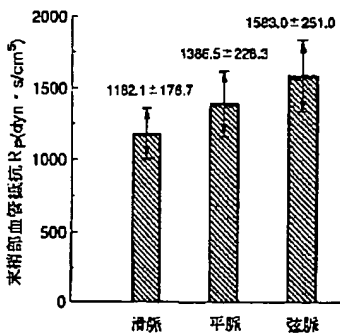
【図10】



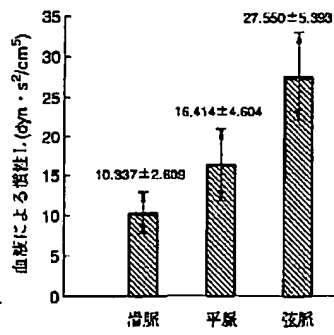
【図16】



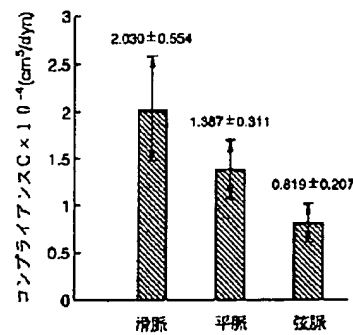
【図12】



【図13】



【図14】



【図15】

